

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5246798号
(P5246798)

(45) 発行日 平成25年7月24日 (2013. 7. 24)

(24) 登録日 平成25年4月19日 (2013. 4. 19)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/04 (2006. 01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

G O 1 N 21/35 (2006. 01)

G O 1 N 21/35 Z

請求項の数 10 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2009-239575 (P2009-239575)
 (22) 出願日 平成21年10月16日 (2009. 10. 16)
 (65) 公開番号 特開2011-83486 (P2011-83486A)
 (43) 公開日 平成23年4月28日 (2011. 4. 28)
 審査請求日 平成23年3月24日 (2011. 3. 24)

(73) 特許権者 000002130
 住友電気工業株式会社
 大阪府大阪市中央区北浜四丁目5番33号
 (73) 特許権者 304021417
 国立大学法人東京工業大学
 東京都目黒区大岡山2丁目12番1号
 (73) 特許権者 504179255
 国立大学法人 東京医科歯科大学
 東京都文京区湯島1-5-45
 (74) 代理人 110000626
 特許業務法人 英知国際特許事務所
 (72) 発明者 斎藤 達彦
 横浜市栄区田谷町1番地 住友電気工業株
 式会社 横浜製作所内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体組織識別装置及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

表面位置及び波長方向からなる三次元の赤外反射スペクトルの強度を生体組織から取得する赤外反射スペクトル取得手段と、

前記赤外反射スペクトル取得手段により得られた赤外反射強度に基づいて、前記生体組織の正常・異常を識別する演算手段と、を有する生体組織識別装置であって、

前記演算手段は、前記生体組織の表面の前記赤外反射強度の隣接ボクセル間のばらつきに基づいて前記生体組織の正常・異常を識別することを特徴とする生体組織識別装置。

【請求項 2】

前記隣接ボクセル間のばらつきを、

評価対象ボクセルが中心に位置する一辺が3以上の奇数個のボクセルからなるボクセル立方体に含まれるボクセルであって、前記ボクセル立方体の同一表面上にない互いに平行な2辺を含む平面が通過するボクセルのボクセル値に基づいて、

評価することを特徴とする請求項1記載の生体組織識別装置。

【請求項 3】

請求項2記載の生体組織識別装置において、前記評価対象ボクセルにおける波長と同一波長を有するボクセルのボクセル値に基づいて、

前記隣接ボクセル間のばらつきを評価することを特徴とする請求項2記載の生体組織識別装置。

【請求項 4】

10

20

前期評価対象ボクセルに近いボクセルには大きな重みを、前記近いボクセルより遠いボクセルには前記大きな重みに比べ、同じ又は小さな重みをつけて、

前記隣接ボクセル間のばらつきを評価することを特徴とする請求項 2 または 3 記載の生体組織識別装置。

【請求項 5】

前記隣接ボクセル間のばらつきを、

一辺が 3 以上の奇数個のボクセルからなり、かつ同一波長を有するボクセルからなるボクセル面におけるボクセル値の残差の二乗和を算出し、

評価対象ボクセルを含む前記ボクセル面における前記波長が中央値となる波長領域に亘って合計することにより、

評価することを特徴とする請求項 1 記載の生体組織識別装置。

【請求項 6】

前記隣接ボクセル間のばらつきを、

一辺が 3 以上の奇数個のボクセルからなり、かつ同一波長を有するボクセルからなるボクセル面を底面とし、評価対象ボクセルを含むボクセル面における前記波長が中央値となる波長領域を高さとするボクセル直方体におけるボクセル値の残差の二乗和を算出することにより、

評価することを特徴とする請求項 1 記載の生体組織識別装置。

【請求項 7】

前記赤外反射スペクトルの波長範囲は、1220 - 1380 nm である、
ことを特徴とする請求項 1 ~ 6 いずれか記載の生体組織識別装置。

【請求項 8】

前記赤外反射スペクトル取得手段は、内視鏡により生体内の前記生体組織の前記赤外反射スペクトルの強度を取得する、

ことを特徴とする請求項 1 ~ 6 いずれか記載の生体組織識別装置。

【請求項 9】

前記演算手段において、異常として識別される前記生体組織は消化器系の腫瘍である、
ことを特徴とする請求項 1 ~ 6 いずれか記載の生体組織識別装置。

【請求項 10】

生体組織の正常・異常を識別できる装置が、赤外反射スペクトル取得手段により生体組織から得られた、表面位置及び波長方向からなる三次元の赤外反射スペクトルの強度に基づいて、前記生体組織の正常・異常を識別する生体組織識別方法であって、

前記生体組織の表面の前記赤外反射強度の隣接ボクセル間のばらつきを算出するステップと、

前記隣接ボクセル間のばらつきに基づいて前記生体組織の正常・異常を識別するステップと、

を有する生体組織識別方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、赤外反射スペクトル情報により生体組織が正常組織であるか異常組織（腫瘍等）であるかを識別する生体組織識別装置及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

赤外スペクトル情報から生体組織の正常・異常を識別する従来技術が、たとえば、以下の文献に開示されている。

特許文献 1 では、被写体からの放射光又は反射光をハイパースペクトルで定義される複数の波長領域に分光する光学系と、光学系で分光された光を波長領域ごとに受光し、光電変換して電気信号を生成する複数の画素を有する撮像素子と、電気信号に基づいて波長領域の光の強度を算出し、画素における複数の波長領域と光の強度との関係に基づいて、ハ

10

20

30

40

50

イパースペクトル解析により被写体の患部を同定するため被写体からの放射光又は反射光の成分を分析する解析部とを備えることを特徴とするシステム及び方法が開示されている。

すなわち、同文献に記載された技術は、特定の画素（生体組織の特定の部分）における複数の波長領域と光の強度との関係に基づき、患部を同定している。

【0003】

また、特許文献2では、識別のための有効なマーカーは、結合組織の赤外スペクトルの1280 cm^{-1} バンドのベースラインの傾きであり、正常な生検サンプルは正の傾きで、癌のサンプルは相対的に平らなベースラインを示すという知見に基づき、生体サンプル内の細胞外物質内の赤外マーカーの存在に基づき病変の存在を識別するためのシステム及び方法が開示されている。

10

すなわち、同文献に記載された技術は、生体組織の特定の部分における所定の波数（波長の逆数）付近が示す特徴に基づき、患部を同定している。

【0004】

いずれの技術も、特定の生体組織の部分における波長方向の成分が示す特徴に基づき、生体組織の正常・異常を識別するところに特徴があるが、波長方向の成分だけで識別することはその識別力に限界がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

20

【特許文献1】特開2009-39280

【特許文献2】特表2004-515759

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明は、上記問題に鑑みてなされたものであり、高い精度で生体組織の正常・異常を識別できる装置及び方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記課題を解決するために、本発明のある観点によれば、表面位置及び波長方向からなる三次元の赤外反射スペクトルの強度を生体組織から取得する赤外反射スペクトル取得手段と、前記赤外反射スペクトル取得手段により得られた赤外反射強度に基づいて、前記生体組織の正常・異常を識別する演算手段と、を有する生体組織識別装置であって、前記演算手段は、前記生体組織の表面の前記赤外反射強度の隣接ボクセル間のばらつきに基づいて前記生体組織の正常・異常を識別することを特徴とする生体組織識別装置が提供される。

30

この構成によれば、高い精度で生体組織の正常・異常を識別することが可能となる。これは、本発明者が、正常組織と異常組織（腫瘍、癌組織等）の赤外反射スペクトル情報を実際に測定し比較した結果得られたものであり、正常組織と腫瘍組織のボクセル値の空間的なばらつきを、微小空間内のボクセル値の標準偏差で評価した場合、図1に示すように、1220 - 1380 nm付近では、両者に大きな差が見られるという知見に基づいたものである。

40

【0008】

また、前記隣接ボクセル間のばらつきを、評価対象ボクセルが中心に位置する一辺が3以上の奇数個のボクセルからなるボクセル立方体に含まれるボクセルであって、前記ボクセル立方体の同一表面上にない互いに平行な2辺を含む平面が通過するボクセルのボクセル値に基づいて、評価することを特徴としてもよい。

【0009】

また、前記評価対象ボクセルにおける波長と同一波長を有するボクセルのボクセル値に基づいて、評価することを特徴としてもよい。

50

【 0 0 1 0 】

また、前期評価対象ボクセルに近いボクセルには大きな重みを、前記近いボクセルより遠いボクセルには前記大きな重みに比べ、同じ又は小さな重みをつけて、評価することを特徴としてもよい。

【 0 0 1 1 】

また、前記隣接ボクセル間のばらつきを、一辺が3以上の奇数個のボクセルからなり、かつ同一波長を有するボクセルからなるボクセル面におけるボクセル値の残差の二乗和を算出し、評価対象ボクセルを含む前記ボクセル面における前記波長が中央値となる波長領域に亘って合計することにより、評価することを特徴としてもよい。

【 0 0 1 2 】

10

また、前記隣接ボクセル間のばらつきを、一辺が3以上の奇数個のボクセルからなり、かつ同一波長を有するボクセルからなるボクセル面を底面とし、評価対象ボクセルを含む前記ボクセル面における前記波長が中央値となる波長領域を高さとするボクセル直方体におけるボクセル値の残差の二乗和を算出することにより、評価することを特徴としてもよい。

【 0 0 1 3 】

また、前記赤外反射スペクトルの波長範囲は、1220 - 1380 nmであることを特徴としてもよい。

【 0 0 1 4 】

また、前記赤外反射スペクトル取得手段は、内視鏡により生体内の前記生体組織の前記赤外反射スペクトルの強度を取得することを特徴としてもよい。

20

【 0 0 1 5 】

また、前記演算手段において、異常として識別される前記生体組織は消化器系の腫瘍であることを特徴としてもよい。

【 0 0 1 6 】

また、本発明のある観点によれば、生体組織の正常・異常を識別できる装置が、赤外反射スペクトル取得手段により生体組織から得られた、表面位置及び波長方向からなる三次元の赤外反射スペクトルの強度に基づいて、前記生体組織の正常・異常を識別する生体組織識別方法であって、前記生体組織の表面の前記赤外反射強度の隣接ボクセル間のばらつきを算出するステップと、前記隣接ボクセル間のばらつきに基づいて前記生体組織の正常・異常を識別するステップと、を有する生体組織識別方法が提供される。

30

【発明の効果】

【 0 0 1 7 】

以上説明したように、本発明によれば、高い精度で生体組織の正常・異常を識別することができる。効果の詳細は、後述する。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 8 】

【図1】正常組織および腫瘍組織の微小空間内でのボクセル値標準偏差を示したグラフ。

【図2】本発明の一実施形態である生体組織識別装置の構成を示した図。《図2A》全体構成図。《図2B》リニアバリャブルフィルタを使用する場合の構成を示した図。《図2C》グリズムを使用する場合の構成を示した図。

40

【図3】本発明の一実施形態の装置及び方法により三次元空間内の微分値二乗和を算出し、濃淡で示した処理画像。

【図4】本発明の一実施形態の装置及び方法により二次元内分散の波長方向の積分を算出し、濃淡で示した処理画像。

【図5】本発明の一実施形態の装置及び方法により微小ボクセル内の標準偏差を算出し、濃淡で示した処理画像。

【図6】本発明の実施形態による識別結果と病理検査結果との比較を示した図。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 9 】

50

以下では、本発明の各実施形態に係る装置等について説明する。まず、波長を掃引可能であって、反射輝度の時間変化により、生体組織の正常・異常を識別できる装置について、図2Aを用いて説明する。

【0020】

本装置は、帯域幅5nmの狭帯域照明光の中心波長を1225nmから1375nmの範囲で変化させ、5nm間隔で取得した連続画像から、x、y座標に、波長軸を加えた三次元データ空間内のボクセル値の不均一性の大小を組織の赤外反射スペクトルの強度に基づいて評価し、画像化するものである。

【0021】

図2Aにおいて、フェムト波赤外光源1は一般的にはSC光源とも呼ばれる物である。フェムト秒の赤外単色レーザーを高非線形光ファイバに入射させると自己位相変調という非線形光学効果により単色のレーザー光は広帯域の白色光に変換される。ここでは波長1550nmのフェムト秒レーザーを種光源として非線形光ファイバにより波長変換を行い、波長1100-2500nmの白色光を得ている。フェムト波赤外光源1で発生した光は、分光器2で可動スリット3面上に展開される。可動スリット3は、静電型アクチュエータ4で、三角波状に駆動され、連続スペクトル1220-1380nmから半値幅が5nmで中心波長1225-1375nmの範囲の光が取り出され、集光レンズ5で照明用赤外ファイバ6に導かれる。この光で照明された観測対象物7の画像は、赤外多芯ファイバと対物レンズからなる赤外ファイバースコープ8を通して、赤外CCDカメラ9によって電気信号に変換され、画像入力ボード10を経て、演算装置11に導かれる。

【0022】

演算装置11では、後述する演算方法に基づいて算出した結果を過去45フレーム分平均化し、画像表示装置12上に表示する。なお、静電アクチュエータ4の制御回路13には、画像入力ボード10の画像取り込みと同期して、1画面入力ごとに、5nmの波長変化が得られるように、クロック信号が送られる。すなわち、制御回路13からは、周期0.75秒の対称三角波が出力され、その振幅は、可動スリット3からの出力光中心波長が、1225-1375nmになるように、可変減衰器R(14)で調整される。

【0023】

また、同装置における分光器2、可動スリット3、及び静電型アクチュエータ4の代わりに、図2Bに示すような、リニアバリアブルフィルタ(LVF)23とLVF駆動用モータ24を用いてもよい。一般的に、分光器に比べ、リニアリティが良く、アライメントが容易である。なお、図2Bでは、ファイバ(光源側)20とファイバ(照明用)21の両方に対して、コリメートレンズ22を2つ使用しているが、ファイバ(照明用)21側に1つだけでもよい。

また、同様に、図2Cに示すような、グリズム26を使用してもよい。グリズム26は、グレーティング25を含むことにより、コリメートレンズ22までの距離を短くできる。

【0024】

同装置によれば、照明側の波長帯域幅を十分に狭く設定することが可能なため、観測対象物7に加えられる照射エネルギーは十分に低く抑えることができ、受光側の波長帯を限定するハイパースペクトル内視鏡と比べ、観測対象物への熱的影響を格段に低減することができる。これは、ハイパースペクトル撮影には通常強い強度の照明が必要であるが、特に内視鏡検査では、組織に損傷を与えないようにするために有効である。

また、波長差分を画像情報として扱うため、通常用いられるハイパースペクトル画像処理装置に比べ、画像バッファや演算機構を簡素化することができ、実時間性の優れた観測が実現される。なお、本例では、画像取得を1フレーム1/60秒としているが、高速撮像カメラを用いる、あるいは、差分量の平均化の演算を、指数荷重平均にするなどの変更により実時間性をより高めることも可能である。

また、腫瘍検出に最適な波長域のみをスキャンすることで、標準的な画像取得ボードを用いた例でも、1.3秒で1画像を形成することができ、さらに実時間性を高めることが

10

20

30

40

50

でき、手術現場などでの優位性を有する。

【 0 0 2 5 】

なお、本発明の赤外スペクトル取得手段は、フェムト波赤外光源 1、分光器 2、可動スリット 3、静電アクチュエータ 4、集光レンズ 5、照明用赤外ファイバ 6、赤外ファイバースコープ 8、赤外 CCD カメラ 9、画像入力ボード 10、制御回路 13、可変減衰器 R 14 に対応し、演算手段は演算装置 11 に対応し、赤外光源はフェムト波赤外光源 1、分光器 2、可動スリット 3、静電アクチュエータ 4、集光レンズ 5、照明用赤外ファイバ 6 に対応する。

【 0 0 2 6 】

次に、本発明における赤外反射スペクトル取得手段により得られた赤外反射強度に基づいて、前記生体組織の正常・異常を識別する演算手段について説明する。この演算手段は、生体組織の部分における波長方向の成分と生体組織表面方向の成分の両方を考慮して識別することにより、より精度の高い識別性をもたらす。

【 0 0 2 7 】

< 第 1 実施形態 >

組織表面の x、y 座標に、波長軸を加えた三次元データ空間内のボクセル値の不均一性の大小を評価することで、正常組織と腫瘍組織を識別する。この不均一性は、三次元ハイパースペクトルデータ空間内の三次元微分フィルタを定義し、この出力の絶対値もしくは二乗を、関心波長帯域 (1 2 2 0 ~ 1 3 8 0 nm) に亘って加算することで評価される。このような演算は、例えば次式のように、ボクセル値差分をとることで近似的に実現される。

【 数 1 】

$$\begin{aligned}
 & D_{x\lambda} H(x_0, y_0, \lambda_0) \\
 &= \begin{bmatrix} -1 & 0 & 0 \\ -2 & 0 & 0 \\ -1 & 0 & 0 \end{bmatrix} h(\lambda_0 - \Delta\lambda) + \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} h(\lambda_0) + \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 2 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} h(\lambda_0 + \Delta\lambda) \\
 &= -H(x_0 - \Delta x, y_0 - \Delta y, \lambda_0 - \Delta\lambda) - 2H(x_0 - \Delta x, y_0, \lambda_0 - \Delta\lambda) - H(x_0 - \Delta x, y_0 + \Delta y, \lambda_0 - \Delta\lambda) \\
 &\quad + H(x_0 + \Delta x, y_0 - \Delta y, \lambda_0 + \Delta\lambda) + 2H(x_0 + \Delta x, y_0, \lambda_0 + \Delta\lambda) + H(x_0 + \Delta x, y_0 + \Delta y, \lambda_0 + \Delta\lambda)
 \end{aligned}$$

但し、 $h(\lambda_0)$ は、ハイパースペクトルデータ $H(x_0, y_0, \lambda_0)$ を波長 λ_0 で切断した 2 次元画像面を表す。演算子 $D_{x\lambda}$ は、三次元ハイパースペクトルデータ H について x 方向の差分をとりつつ波長方向にも差分をとることを表す。y 方向についても同様の演算が定義可能である。実際には、x 方向、y 方向の変化分の絶対値と λ 方向の変化分の絶対値の和を評価することが望ましい。

図 3 は、三次元空間内の微分値二乗和に基づく濃淡を示した図である。これによれば、図上白く現れているところが腫瘍組織、黒く現れているところが正常組織であり、これは、後述するように、病理検査結果とほぼ一致している。

【 0 0 2 8 】

< 第 2 実施形態 >

本実施形態は、二次元内分散を波長方向に積分することにより、積分微小ボクセル内の標準偏差を波長方向に亘って合計し、不均一性の大小を評価するものである。図 4 は、摘出胃標本内壁のハイパースペクトル画像について、評価対象点の周囲 x、y 方向に 7×7 ピクセル、波長方向 1 2 2 6 - 1 2 7 0 nm の微小直方体内の標準偏差の大小を次式のように輝度値で表現した画像であり、腫瘍部の輝度値が正常域に比して高く表現されている。これによれば、図上白く現れているところが腫瘍組織、黒く現れているところが正常組織であり、これは、病理検査結果とほぼ一致している。

なお、図中の黒点は照明光の鏡面反射によるアーティファクトをマスクした部分で、腫瘍の有無とは無関係である。

【数 2】

$$v(i, j) = C \sum_{k=k_1}^{k_2} \left[\sum_{i=-3}^{+3} \sum_{j=-3}^{+3} (h(i, j, k) - h_{av}(k))^2 \right]$$

ここに、 $h(i, j, k)$ は、ハイパースペクトルデータの空間座標 i, j 、波長方向のインデックス k で表される三次元空間内の反射率（または輝度値）、 k_1 、 k_2 は考慮する波長の下限および上限を表すインデックス、 $h_{av}(k)$ は考慮する同一波長を有する微小ハイパースペクトルデータ空間内のボクセル値の平均値、 C は最大輝度値が白と表現されるようにグレースケールを調整する規格化定数である。

10

【0029】

< 第3実施形態 >

本実施形態は、波長方向及び空間座標からなるハイパースペクトルデータ三次元空間内の微小空間内の反射率分散値により不均一性の大小を評価するものである。

図5は、摘出胃内壁のハイパースペクトル画像について、空間座標 $7 \times 7 \times$ 波長（1226 - 1270 nm）における微小空間内のボクセル値の標準偏差の大小を次式のように各空間座標に応じて画像化したものである。これによれば、図上白く現れているところが腫瘍組織、黒く現れているところが正常組織であり、これは、後述するように、病理検査結果とほぼ一致している。

【数 3】

20

$$v(i, j) = C \sum_{i=i_1}^{i+i_1} \sum_{j=j_1}^{j+j_1} \sum_{k=k_1}^{k_2} [h(i, j, k) - h_{av}]^2$$

ここに、 $h(i, j, k)$ は、ハイパースペクトルデータの空間座標 i, j 、波長方向のインデックス k で表される三次元空間内の反射率（または輝度値）、 k_1 、 k_2 は考慮する波長の下限および上限を表すインデックス、 h_{av} は考慮する微小ハイパースペクトルデータ空間内のボクセル値の平均値、 C は最大輝度値が白と表現されるようにグレースケールを調整する規格化定数である。

なお、図中の黒点は照明光の鏡面反射によるアーティファクトをマスクした部分で、腫瘍の有無とは無関係である。

30

【0030】

図6は、本発明による腫瘍組織の検出精度の評価を示す。A～Dは、胃全摘手術で採取された組織部分である。各AからDにおいて、各組織部分における組織断面の病理検査結果に基づき悪性腫瘍組織と判断された部位を上段に、標準偏差演算結果（第3実施形態）に基づき2値化したものを中段に、三次元Sobel演算（第1実施形態）に基づき2値化したものを下段に示している。各部位を総合してみると、それぞれの実施形態が、病理検査結果と良い一致を示していることがわかる。

【符号の説明】

【0031】

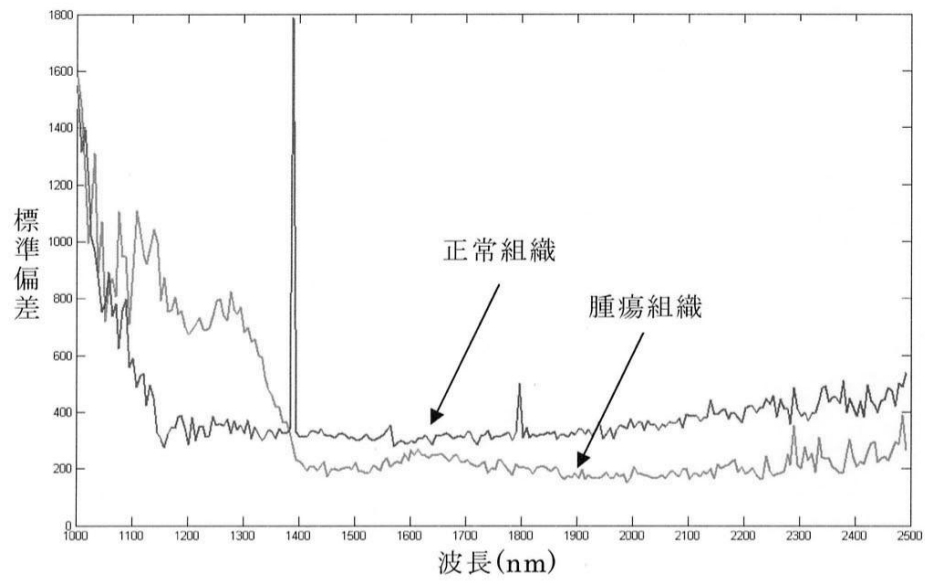
40

- 1 フェムト波赤外光源
- 2 分光器
- 3 可動スリット
- 4 静電型アクチュエータ
- 5 集光レンズ
- 6 照明用赤外ファイバ
- 7 観測対象物
- 8 赤外ファイバースコープ
- 9 赤外CCDカメラ
- 10 画像入力ボード

50

- 1 1 演算装置
- 1 2 画像表示装置
- 1 3 制御回路
- 1 4 可変減衰器R
- 2 0 ファイバ（光源側）
- 2 1 ファイバ（照明用）
- 2 2 コリメートレンズ
- 2 3 リニアバリアブルフィルタ（L V F）
- 2 4 L V F 駆動用モータ
- 2 5 グレーティング
- 2 6 グリズム

【図 1】



【図 2】

図2A

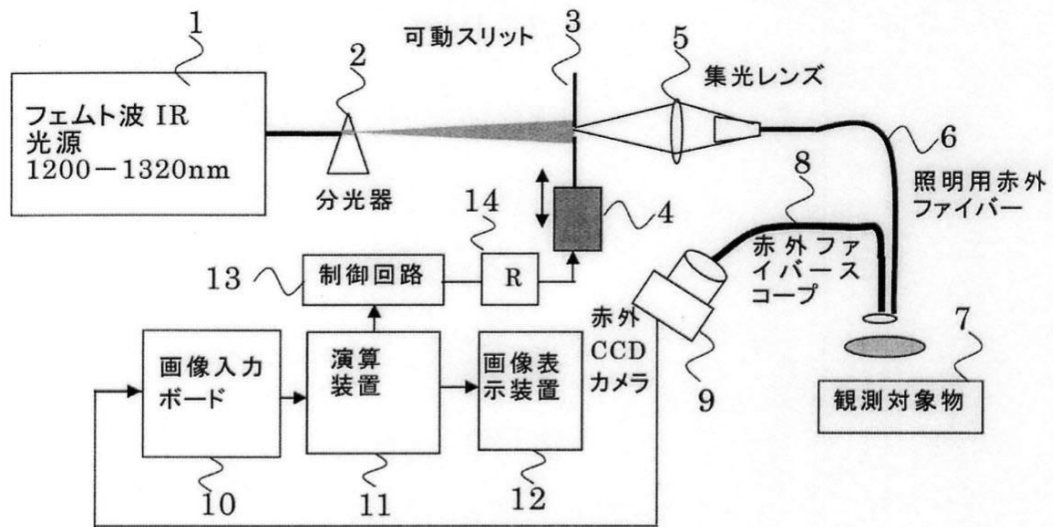


図2B

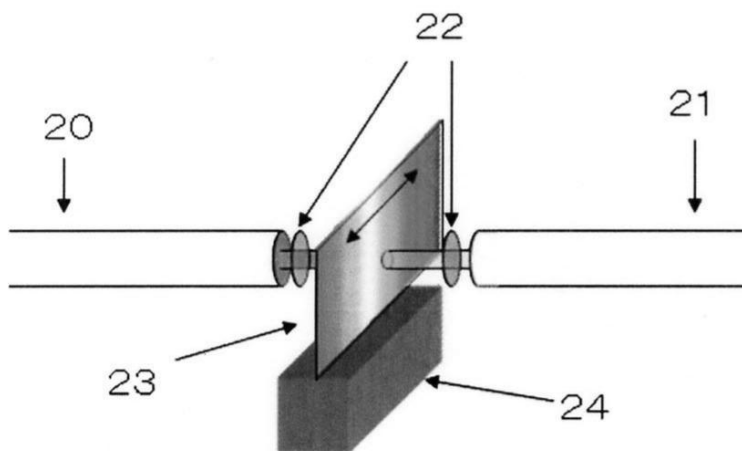
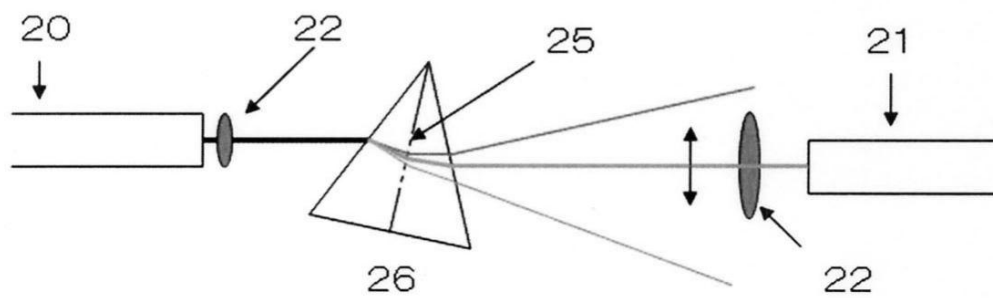
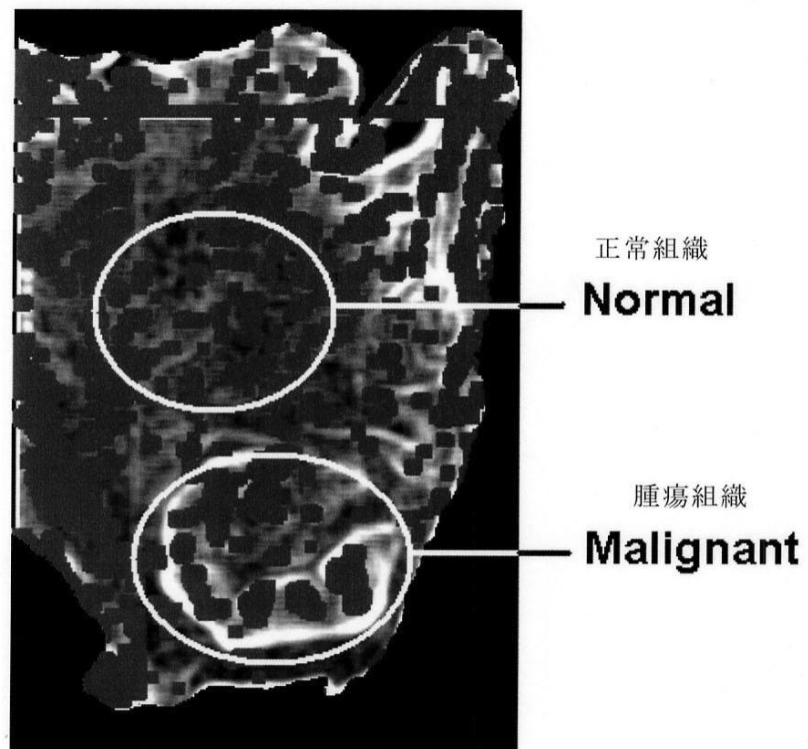


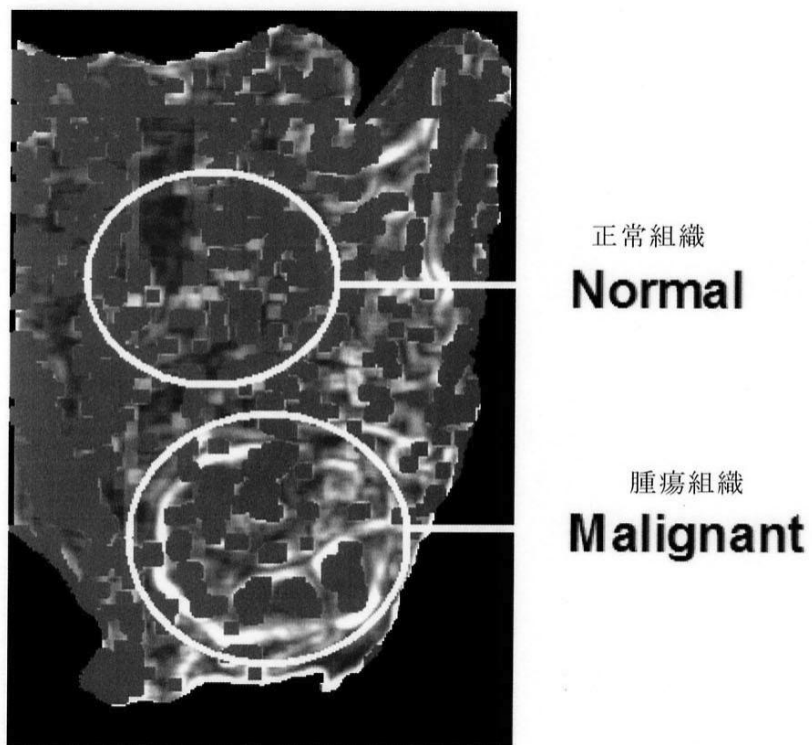
図2C



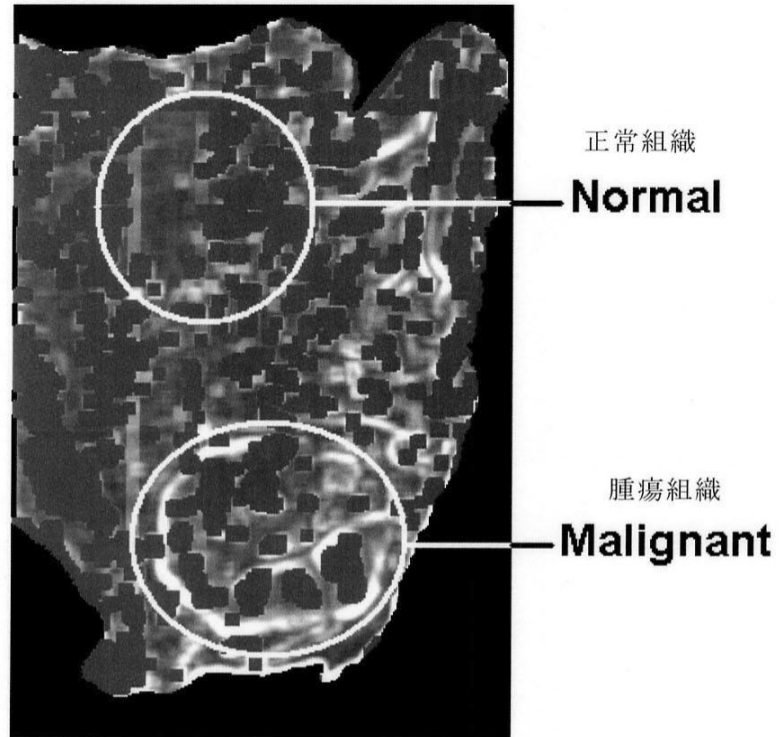
【図 3】



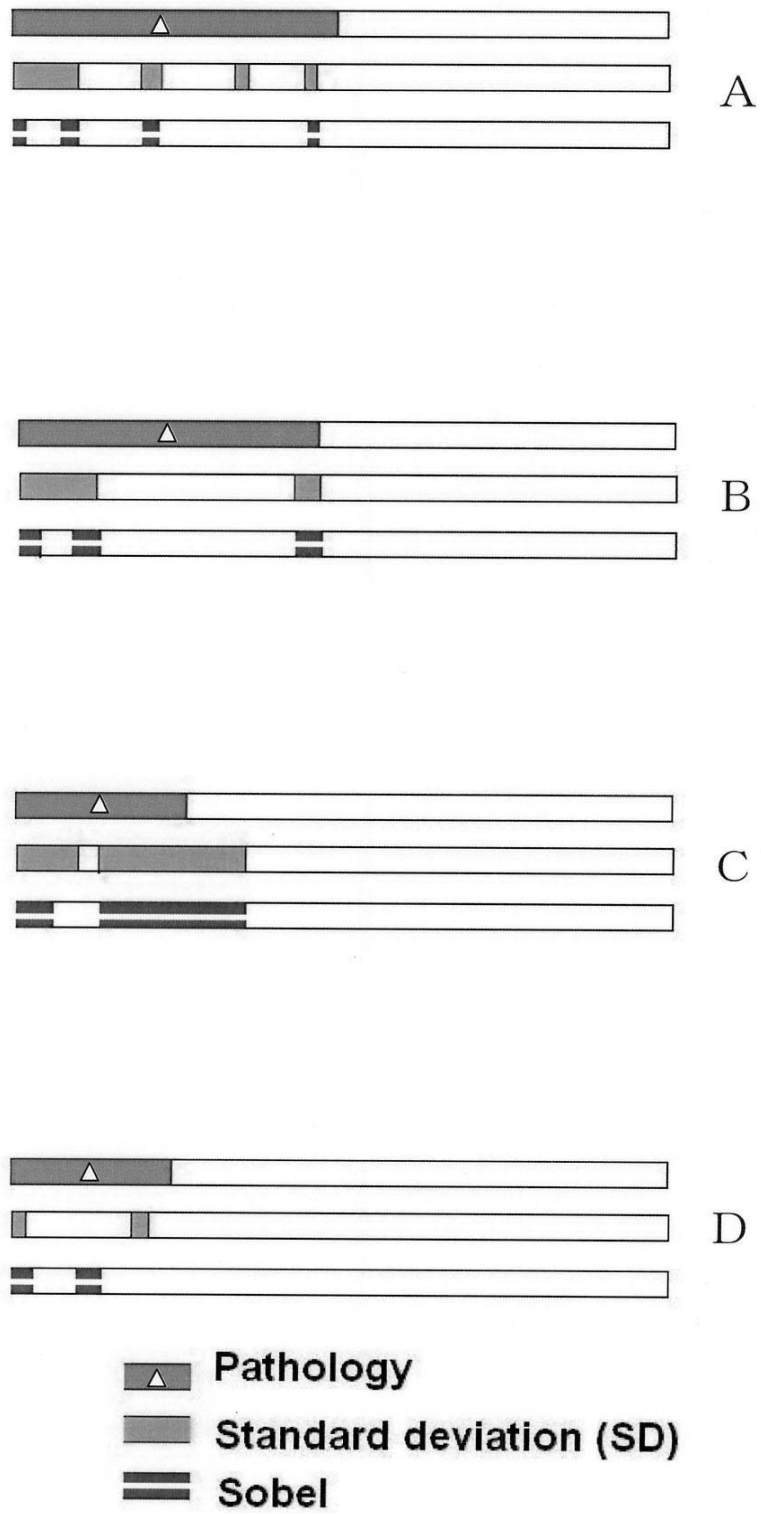
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

- (72)発明者 田中 正人
横浜市栄区田谷町1番地 住友電気工業株式会社 横浜製作所内
- (72)発明者 小杉 幸夫
神奈川県横浜市緑区長津田町4259 国立大学法人東京工業大学内
- (72)発明者 ハメッド アクバリ
神奈川県横浜市緑区長津田町4259 国立大学法人東京工業大学内
- (72)発明者 小嶋 一幸
東京都文京区湯島1-5-45 国立大学法人東京医科歯科大学内

審査官 大▲瀬▼ 裕久

- (56)参考文献 特開2009-039280(JP,A)
特開2006-84425(JP,A)
Karel J.Zuzak et al., "Characterization of a Near-Infrared Laparoscopic Hyperspectral Imaging System for Minimally Invasive Surgery", Analytical Chemistry, 2007年 6月15日, 79(12), p.4709-4715
清時 秀, "胃癌検出をサポートする内視鏡システムの開発 - ハイパースペクトル技術の応用 -", 日本消化器病学会雑誌, 日本, 財団法人 日本消化器病学会, 2009年 3月20日, 第106巻臨時増刊号, A189

专利名称(译)	活组织识别装置和方法		
公开(公告)号	JP5246798B2	公开(公告)日	2013-07-24
申请号	JP2009239575	申请日	2009-10-16
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人东京工业大学		
申请(专利权)人(译)	住友电气工业株式会社 国立大学法人东京工业大学 国立大学法人东京医科齿科大学		
当前申请(专利权)人(译)	住友电气工业株式会社 国立大学法人东京工业大学 国立大学法人东京医科齿科大学		
[标]发明人	斎藤達彦 田中正人 小杉幸夫 ハメッドアクバリ 小嶋一幸		
发明人	斎藤 達彦 田中 正人 小杉 幸夫 ハメッド アクバリ 小嶋 一幸		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G01N21/35 G01N21/359		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 G01N21/35.Z A61B1/00.512 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.618 G01N21/35.107 G01N21/359		
F-TERM分类号	2G059/AA06 2G059/BB12 2G059/EE02 2G059/EE17 2G059/GG01 2G059/GG08 2G059/GG09 2G059/HH01 2G059/HH06 2G059/JJ01 2G059/JJ11 2G059/JJ17 2G059/KK04 2G059/MM01 2G059/MM02 2G059/MM03 4C061/CC07 4C061/HH51 4C061/NN01 4C061/QQ03 4C161/CC07 4C161/HH51 4C161/NN01 4C161/QQ03		
其他公开文献	JP2011083486A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种活组织辨别装置和方法，能够以高精度区分活组织是正常还是异常。解决方案：活组织辨别装置包括红外反射光谱获取装置（1,2,3,4,5,6,8,9,10,12,13和14），以从活组织获得红外反射光谱信息，以及操作装置11，用于根据红外反射光谱获取装置获得的红外反射光谱信息判别活组织是正常还是异常。操作装置11基于活组织表面上的红外反射强度中的相邻像素之间的视差来辨别活组织是正常还是异常。

$$\begin{aligned}
 & D_{xi} H(x_0, y_0, \lambda_0) \\
 &= \begin{bmatrix} -1 & 0 & 0 \\ -2 & 0 & 0 \\ -1 & 0 & 0 \end{bmatrix} H(\lambda_0 - \Delta\lambda) + \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} H(\lambda_0) + \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 2 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} H(\lambda_0 + \Delta\lambda) \\
 &= -H(x_0 - \Delta x, y_0 - \Delta y, \lambda_0 - \Delta\lambda) - 2H(x_0 - \Delta x, y_0, \lambda_0 - \Delta\lambda) - H(x_0 - \Delta x, y_0
 \end{aligned}$$